

О.Я. ПОПАДЮК ¹, О.С. МАЛЫШЕВСКАЯ ¹, Л.Я. РОПЯК ²,
В.С. ВИТВИЦКИЙ ², М.М. ДРОНЯК ¹



ИССЛЕДОВАНИЕ ЛЕЧЕБНЫХ И ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ НАНОСОДЕРЖАЩИХ БИОПОЛИМЕРНЫХ ПЛЕНОК

Ивано-Франковский национальный медицинский университет ¹,
Ивано-Франковский национальный технический университет нефти и газа ²,
Ивано-Франковск, Украина

Цель. Исследование влияния компонентного состава и технологических параметров формирования наносодержащих биополимерных пленок на их лечебные и физико-механические свойства.

Материалы и методы. Изучали биополимерные пленки для лечения ран, содержащие желатин, поливиниловый спирт, глицерин, молочную кислоту, дистиллированную воду и наноксид цинка, изготовленные при различных технологических режимах. Исследовали эластичность, время деградации, паропроницаемость пленок. Лечебные свойства пленок оценивали по результатам измерения диаметра защитного действия.

Результаты. Лечебные свойства биополимерной пленки напрямую связаны с диаметром защитного действия. Исследованиями установлено, что диаметр защитного действия пленок, содержащих наноксид цинка, растет как при увеличении соотношения концентраций компонентов смеси, так и при увеличении содержания наноксида цинка, достигая при его содержании 197 мг максимума – 20,5 мм. Увеличение времени выдержки при нагревании сначала приводит к снижению диаметра защитного действия, который достигает минимума, а в дальнейшем несколько увеличивается. Увеличение температуры нагревания отрицательно влияет на лечебные свойства пленки, что связано с уплотнением ее структуры. Время деградации пленки растет с увеличением соотношения концентраций компонентов, содержания наноксида цинка и температуры нагревания смеси. Исследовано влияние состава и режимов получения биополимерной пленки на эластичность, время деградации и паропроницаемость. Введение в состав пленки наноксида цинка сначала увеличивает ее паропроницаемость, которая после достижения максимума снижается. Биополимерная пленка – экологически безопасна, в результате ее деструкции выделяется вода и углекислый газ. Наноксид цинка – слаботоксичное, неагрессивное соединение, присутствует в незначительном количестве в связанном состоянии в продуктах деструкции пленки.

Заключение. Проведенные исследования показали, что лечебные свойства биополимерных пленок зависят от концентрации в них частиц наноксида цинка. Деградация пленок обеспечивает дозированную доставку лекарств в область поражения.

Ключевые слова: лечение ран, наносодержащие биополимерные пленки, лечебное действие, физико-механические свойства, экологически безопасные полимеры, утилизация биополимеров

Objective. To investigate the influence of component composition and technological parameters of the formation of nano-containing biopolymer films on their therapeutic and physico-mechanical properties.

Methods. The authors studied nano-containing biopolymer films for wound treatment, which had contained gelatin, polyvinyl alcohol, glycerol, lactic acid, distilled water and zinc nano oxide with various technological mode manufactured. The studied options were as follows: elasticity, degradation time, vapor permeability of biopolymer films. Therapeutic properties of biopolymer films were evaluated based on the results of measuring the protective action diameter.

Results. The biopolymer film treatment properties are directly related to the diameter of the protective action. It has been defined that protective effect diameter of films containing zinc nanooxide increases both with an increase in the ratio of the concentrations of the components of the mixture and with an increase in the content of zinc nanooxide, reaching a maximum protective action diameter of 20.5 mm with its content of 197 mg.

Thermostat exposition period increasing leads to protective action diameter decreasing reaching a minimum, and in the future slightly increases. The increase in the heating temperature adversely affects the therapeutic properties of the film, which is due to the compaction of its structure. The film degradation time increases with increase of component concentration ratio, the zinc nanooxide concentration and the mixture heating temperature. Component composition and biopolymer film obtaining regimes and their influence on elasticity, degradation time and vapor permeability were studied. Introduction of zinc nanooxide into the composition of the film increases firstly its vapor permeability, which, after reaching the maximum, decreases. Biopolymer film is environmentally safe, water and carbon dioxide are released in its destruction. Nano-oxide of zinc is a weakly toxic, non-aggressive component, present in the products of destruction of the film in the bound state and insignificant amount.

Conclusions. Carried out studies have shown that the treatment properties of biodegradable polymeric materials depend on zinc nanooxide concentration, and their degradation properties provide metered delivery of the medicament to the lesion area.

Keywords: wound treatment, nano-containing biopolymer films, therapeutic effect, physical and mechanical properties, environmentally safe polymers, biopolymer utilization

Novosti Khirurgii. 2019 Jan-Feb; Vol 27 (1): 16-25

The articles published under CC BY NC-ND license

Study of Nano-Containing Biopolymer Films Therapeutic and Physical-Mechanical Properties

O.Y. Popadyuk, O.S. Malyshevska, L.Y. Ropyak, V.S. Vytvytskyi, M.M. Droniak



Научная новизна статьи

Впервые изучено влияние состава наносодержащих биополимерных пленок (соотношения концентраций компонентов смеси (желатина к поливинилового спирту); содержания наноксидов цинка), а также параметров формирования (времени выдержки и температуры нагревания смеси) на лечебные и физико-механические свойства пленок. Установлено, что лечебные свойства наносодержащей биополимерной пленки, которая обеспечивает дозированную доставку лекарств в организм, напрямую связаны с диаметром защитного действия. Применение биополимерных пленок обезопасит окружающую среду от вредных продуктов деструкции полимеров.

What this paper adds

The influence of the composition of nano-containing biopolymer films was studied for the first time: the ratio of the concentrations of the components of the mixture (gelatin to polyvinyl alcohol); zinc nanooxide content; as well as formation parameters: exposure time and temperature of mixture heating for therapeutic and physico-mechanical properties of films. It has been established that the therapeutic properties of the nano-containing biopolymer film, which provides the metered delivery of drugs into the body, are directly related to the diameter of the protective action. Biopolymer film usage will protect the environment from harmful degradation products of polymers.

Введение

Пленки и покрытия широко используются в медицинской, фармацевтической и других отраслях [1]. Покрытия используют в качестве катализаторов для обеспечения протекания химических реакций во многих технологических процессах [2]. Покрытия также наносят на поверхность имплантатов для обеспечения их вживления в ткани организма [3].

Авторы большое внимание уделяют изучению физико-механических свойств неметаллических [4] и слоистых покрытий [5], стремясь оптимизировать их структуру [6], а также исследуют деградацию материалов и покрытий с поверхностными дефектами [7], в том числе в условиях нагревания [8], изучают закономерности роста трещин в покрытиях с учетом эффекта взаимодействия кромок [9], рассматривают задачи заживления трещин в тонких пленках [10].

Повреждение кожных покровов приводит к образованию ворот, через которые теряются жидкости, электролиты, при этом повышается риск проникновения патогенных микроорганизмов. Предупреждение возможности вторичного инфицирования ран и создание благоприятных условий для эпителизации зависят от способов лечения ран и использованных перевязочных материалов [1].

Известно, что ведение ран влажным способом обеспечивает быстрое выздоровление, улучшает косметический эффект, уменьшает риск инфекции и болевого синдрома, снижает стоимость лечения, а потенциал реэпителизации значительно выше, чем в сухих ранах.

На стадии образования грануляций в ране

для обеспечения адекватного увлажнения необходима поддержка с помощью искусственных пленок для ран [11]. Биоразлагаемые полимеры и биоматериалы представляют значительный интерес для тканевой инженерии и регенерации. Указанные пленки получают из биоразлагаемых полимерных материалов. В процессе растворения пленки лекарственное средство высвобождается из нее и поступает непосредственно к пораженным участкам [12].

Идеальный материал пленок для лечения повреждений кожи должен быть нетоксичным, апирогенным, не иметь раздражающего и антигенного действия, обеспечивать поддержку влажной среды в ране, служить барьером для микроорганизмов или иметь антимикробные свойства, быть проницаемым для газов и стимулировать процессы регенерации. Биодegradирующие полимерные пленки имеют хорошие антисептические свойства. Установлено, что их антибактериальные и регенеративные свойства значительно возрастают при добавлении в состав пленок наночастиц металлов и их оксидов, например, цинка [13].

Лекарственные пленки, известные своими свойствами как препараты пролонгированного действия, имеют преимущества перед традиционными способами введения лекарственных препаратов. Такими преимуществами являются их технологичность, удобство в применении, возможность самостоятельного использования пациентом, безопасность, сочетание различных групп действующих веществ и возможность широкого использования. Внедрение инновационных технологий с использованием наноматериалов при разработке биополимерных пленок позволит расширить их применение в медицине.

Анализ литературных источников показал, что на данном этапе практически отсутствуют сведения о влиянии компонентного состава и технологических режимов получения наносодержащих биополимерных пленок на их лечебные и физико-механические свойства, что сдерживает их разработку и эффективное использование в медицинской практике.

Цель. Исследование влияния компонентного состава и технологических параметров формирования наносодержащих биополимерных пленок на их лечебные и физико-механические свойства.

Материал и методы

Исследовали биodeградирующую полимерную пленку для лечения ран разного генезиса, содержащую желатин, поливиниловый спирт, глицерин, молочную кислоту, дистиллированную воду и наноксид цинка, которая защищена патентом Украины на полезную модель № 110594 от 10.10.2016 «Биodeградирующая полимерная пленка «Биодеп-Нано». Соотношение концентраций компонентов желатина к поливинилового спирту составляло от 1,5 до 3; содержание наноксида цинка – от 60 мг до 210 мг; время выдержки – от 1,2 мин до 6 мин; температура нагревания смеси – от 20 °С до 70 °С. Образцы биополимерных пленок изготавливали путем смешивания исходных компонентов между собой, нагревания до заданных температур в микроволновой печи, выдержки при заданных температурах и формирования пленок.

Эластичность биополимерной пленки определяли по результатам испытаний образцов на растяжение (ГОСТ 14236-81 «Пленки полимерные. Метод испытания на растяжение»). Испытания проводили на разрывной машине FPZ-10/1 в Лаборатории сертифицированных испытаний антикоррозионных изолирующих покрытий трубопроводов Физико-механического института им. Г.В. Карпенка НАН Украины, г. Львов. Эластичность E биополимерной пленки рассчитывали по формуле:

$$E = \frac{\Delta l_{0r}}{l_0} \cdot 100\%, \quad (1)$$

где Δl_{0r} – изменение расчетной длины образца в момент разрыва, мм, l_0 – начальная расчетная длина образца, мм.

Измерения геометрических размеров об-

разцов проводили при помощи штангенциркуля с точностью ($\pm 0,1$ мм).

Деградацию биополимерной пленки определяли путем погружения образца из полимерной пленки в емкость с дистиллированной водой. Время деградации (часы) фиксировалось с момента, когда пленку невозможно было вытащить целой из воды, то есть она не сохраняла изначальную форму. Исследования проводили в лаборатории кафедры биологической и медицинской химии Ивано-Франковского национального медицинского университета.

Паропроницаемость биополимерной пленки определяли гравиметрическим методом. Образец пленки герметично закрепляли на емкости с дистиллированной водой, взвешивали конструкцию в собранном виде на аналитических электронных весах AD200 (погрешность взвешивания $\pm 0,001-0,003$ г), повторное взвешивание проводили через 24 часа (± 10 мин). Величину паропроницаемости определяли по формуле:

$$P = \frac{m_1 - m_2}{S \cdot t}, \quad (2)$$

где m_1 , m_2 – начальная и конечная масса конструкции с водой соответственно, мг; S – площадь поверхности пленки, см²; t – время проведения эксперимента, сутки.

Исследования проводили в лаборатории кафедры биологической и медицинской химии Ивано-Франковского национального медицинского университета.

Лечебное действие (диаметр защитного действия) биополимерной пленки оценивали с помощью дисконффузионного метода на дисковых образцах диаметром 6 мм, изготовленных из пленки, содержащей в своем составе частицы наноксида цинка. Исследовали противомикробную активность образцов по отношению к серии клинических штаммов условно-патогенных микроорганизмов: *Staphylococcus haemolyticus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus pyogenes*, *Enterococcus faecalis*, *Citrobacter freundii*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida tropicalis*, *Escherichia coli*. Диаметр зоны задержки роста микроорганизмов определяли путем обработки фотоснимков-образцов с помощью компьютерной программы UTHSCSA ImageTool 2.0. Исследования проводили в бактериологической лаборатории кафедры микробиологии Ивано-Франковского национального медицинского университета.

Статистика

При проведении исследований биополимерных пленок опыты повторяли трижды с определением средних значений. Для построения математических моделей взаимосвязей зависимых переменных с входными параметрами была проведена статистическая обработка экспериментальных данных с применением методов корреляционно-регрессионного анализа. На первом этапе корреляционного анализа подтверждено наличие взаимосвязей между исследуемыми факторами, а на втором с помощью регрессионного анализа найдены полиномиальные математические модели второго порядка для всех зависимых переменных. Коэффициент детерминации R^2 для найденных уравнений регрессии составлял от 0,8402 до 0,9927, при этом коэффициент множественной корреляции R находился в пределах от 0,9166 до 0,9963. Поскольку значение R^2 близко к 1,0, то модель описывает почти всю изменчивость соответствующих переменных и применима для дальнейших расчетов свойств биополимерных пленок.

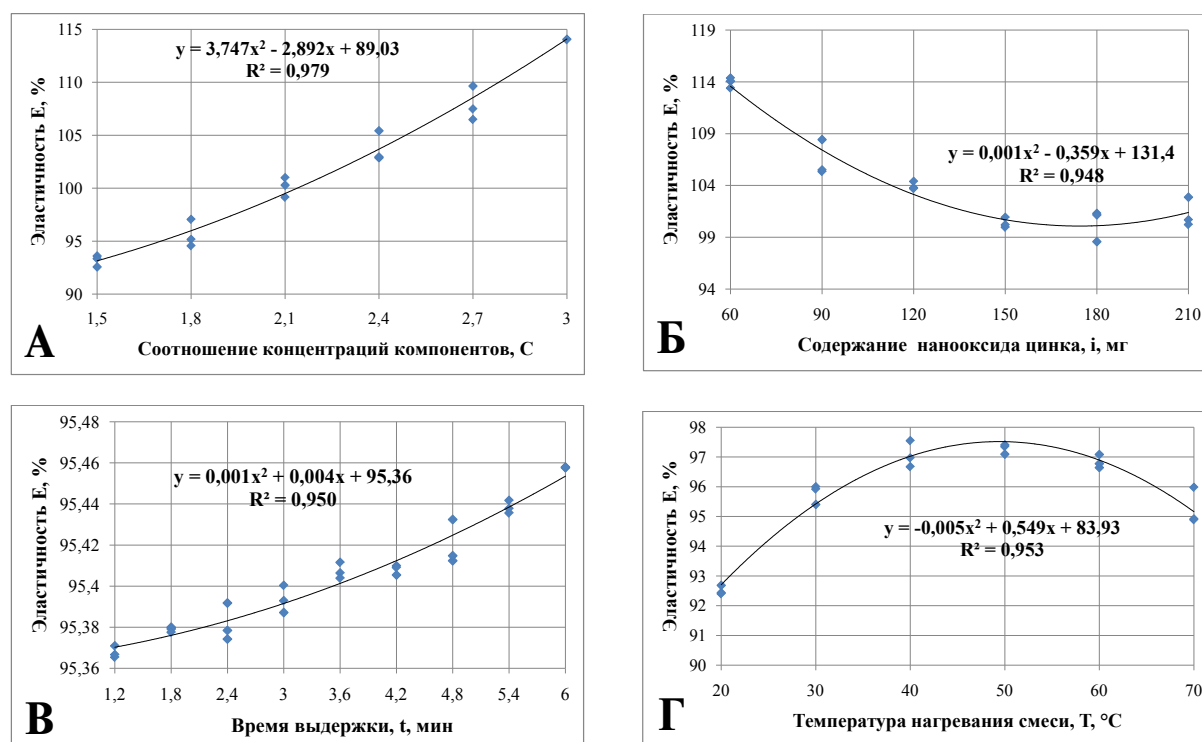
Результаты

Основные результаты исследований эластичности, времени деградации, паропроницае-

мости, измерения диаметра защитного действия разработанных биополимерных пленок приведены на рис. 1-4.

Из анализа результатов исследования влияния соотношения концентраций компонентного состава смеси (желатина к поливинилловому спирту) на эластичность биополимерной пленки (рис. 1 А) следует, что увеличение соотношения концентраций основных составляющих пленки вызывает увеличение ее эластичности. Введение в состав компонентов смеси частиц наноксида цинка вызывает уменьшение эластичности биополимерной пленки (рис. 1 Б). С увеличением содержания частиц наноксида цинка эластичность биополимерной пленки падает, а в пределах концентрации наноксида цинка от 160 мг до 180 мг наблюдается образование зоны минимума эластичности — 100%. Дальнейшее увеличение концентрации наноксида цинка практически не влияет на изменение эластичности биополимерной пленки. Исследование влияния времени выдержки компонентов смеси во время ее нагревания (рис. 1 В), на изменение параметра эластичности биополимерной пленки показало, что продолжительность времени нагревания незначительно влияет на изменение эластичность биополимерной пленки. Исследованиями влияния температуры нагрева смеси на эластичность (рис. 1 Г) установлено, что в пределах изменения температуры от 20 °С до

Рис. 1. Зависимость эластичности биополимерной пленки от: А — соотношения концентраций компонентов смеси; Б — содержания наноксида цинка; В — времени выдержки в термостате; Г — температуры нагревания смеси.



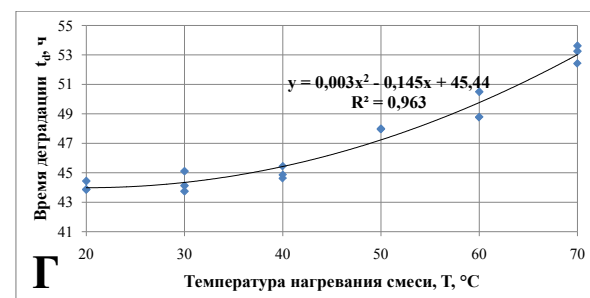
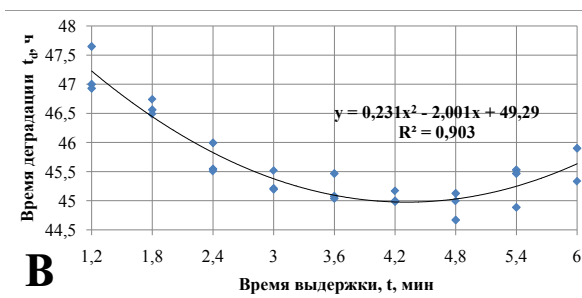
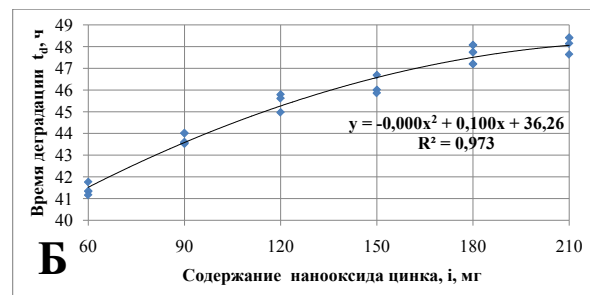
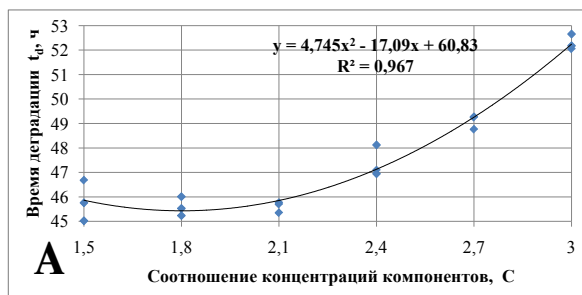
50 °С эластичность биополимерной пленки растет с 92,5% до максимального значения 97,5%. Дальнейший нагрев смеси приводит к снижению параметра эластичности.

Исследовано влияние соотношения концентраций основных составляющих биополимерной пленки на время ее деградации (рис. 2 А). Анализ результатов показал, что при росте соотношения компонентов смеси до 1,8 наблюдается незначительное уменьшение времени деградации биополимерной пленки, достигая 45,3 ч. Дальнейший рост соотношения концентраций компонентов смеси способствует позитивной динамике увеличения с 45,3 ч до 52,1 ч времени деградации биополимерной пленки. При анализе экспериментальных результатов исследования влияния содержания частиц наноксидов цинка на время деградации биополимерной пленки (рис. 2 Б) установлено, что повышение концентрации наноксидов способствует увеличению времени деградации пленки с 41,5 ч до 48 ч. Анализ результатов исследования влияния времени выдержки компонентов смеси при заданной температуре нагревания на изменение времени деградации биополимерной пленки (рис. 2 В) показал, что время выдержки компонентов смеси сначала способствует уменьшению времени деградации биополимерной пленки. Минимум времени деградации пленки составляет 45 ч и находится в пределах времени выдержки от 4,1 мин до 4,3 мин. Уменьшение времени деградации в первые минуты нагревания смеси связано с переходом желатина из гелеобразного в жидкое состояние.

Последующее увеличение продолжительности нагрева приводит к увеличению времени деградации пленки в связи с кристаллизацией молекул поливинилового спирта и повторным гелеобразованием смеси. Исследование влияния температуры нагрева смеси на время деградации биополимерной пленки (рис. 2 Г) показало, что с увеличением температуры нагревания смеси от 20 °С до 26 °С время деградации биополимерной пленки незначительно увеличивается в диапазоне с 43,9 ч до 45,5 ч. Дальнейшее увеличение температуры нагревания приводит к более существенному увеличению времени деградации биополимерной пленки за счет образования устойчивой структуры пленки, вызванного кристаллизацией поливинилового спирта, которое достигает 53 ч.

Экспериментально установлено, что увеличение соотношения концентраций компонентного состава смеси (рис. 3 А) с 1,5 до 2,1 сначала способствует уменьшению паропрооницаемости биополимерной пленки с образованием минимума при соотношении 2,1, которому соответствует величина паропрооницаемости 434 г/м²·сут. Дальнейшее увеличение соотношения концентраций составляющих биополимерной пленки вызывает увеличение ее паропрооницаемости. Исследование введения в состав смеси частиц наноксидов цинка показало, что присутствие наночастиц сначала вызывает увеличение паропрооницаемости биополимерной пленки (рис. 3 Б). В пределах концентрации наноксидов цинка от 60 мг до 135 мг наблюдается образование зоны мак-

Рис. 2. Зависимость времени деградации биополимерной пленки от: А – соотношения концентраций компонентов смеси; Б – содержания наноксидов цинка; В – времени выдержки в термостате; Г – температуры нагревания смеси.



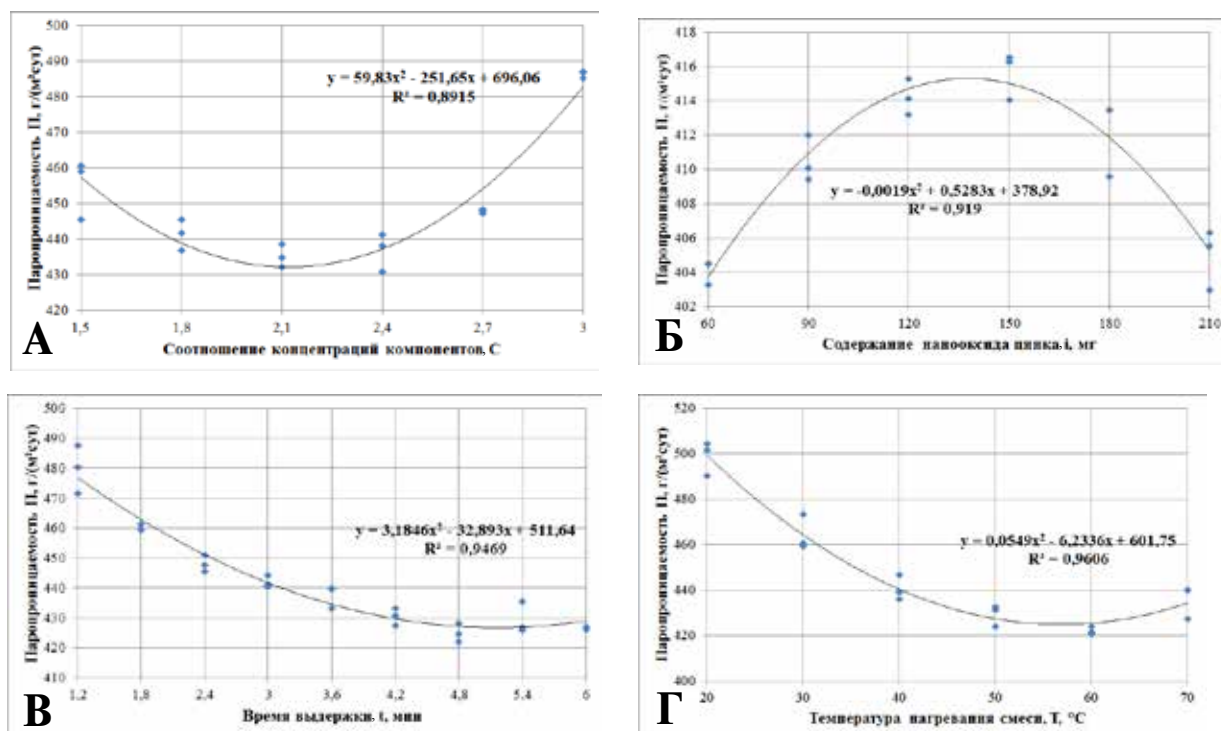


Рис. 3. Зависимость паропроницаемости биополимерной пленки от: А — соотношения концентраций компонентов смеси; Б — содержания наноксида цинка; В — времени выдержки в термостате; Г — температуры нагрева смеси.

сумма паропроницаемости — 415 г/м²·сут. Последующее увеличение концентрации наноксида цинка вызывает ее уменьшение в связи с уплотнением структуры гелеобразной пленки наночастицами. Результаты анализа влияния времени выдержки компонентов смеси при заданной температуре, во время ее нагрева на изменение параметра паропроницаемости биополимерной пленки (рис. 3 В) показали, что увеличение времени выдержки смеси в процессе нагревания уменьшает ее паропроницаемость. Установлено, что минимального значения — 427 г/м²·сут — паропроницаемость достигает при времени выдержки смеси 5,4 мин, и в дальнейшем с увеличением времени выдержки компонентов смеси паропроницаемость биополимерной пленки незначительно увеличивается. Из анализа графической зависимости, представленной на рис. 3 Г, следует, что увеличение температуры нагрева компонентов смеси достаточно резко уменьшает паропроницаемость биополимерной пленки с 489 г/м²·сут до 423 г/м²·сут в пределах изменения температуры от 20 °С до 58 °С. Дальнейшее нагревание смеси приводит к незначительному улучшению паропроницаемости пленки.

Из рис. 4 А следует, что рост соотношения концентрации основных компонентов смеси для изготовления биополимерной пленки вызывает увеличение диаметра защитного действия

пленки. При увеличении содержания в биополимерной пленке наноксида цинка (рис. 4 Б) диаметр защитного действия пленки возрастает, но при достижении его содержания 197 мг дальнейшее улучшение защитных свойств пленки практически не наблюдается. Увеличение времени выдержки компонентов смеси при заданной температуре в процессе приготовления биополимерной пленки (рис. 4 В) сначала приводит к уменьшению диаметра защитного действия пленки, минимум которого достигает 18,97 мм при 3,9 минуты выдержки. Дальнейшее увеличение времени выдержки компонентов смеси вызывает возрастание диаметра защитного действия. Температура нагрева компонентов смеси биополимерной пленки (рис. 4 Г) влияет на величину диаметра защитного действия пленки следующим образом: с увеличением температуры нагрева диаметр защитного действия уменьшается, и в пределах температуры от 62 °С до 67 °С наблюдается минимальное значение — 19,6 мм; дальнейшее увеличение температуры нагрева смеси практически не вызывает увеличение диаметра защитного действия биополимерной пленки.

С эколого-гигиенической и медицинской точек зрения разработанная биополимерная пленка по отношению к биологической системе «человек — окружающая среда» безопасна, так как ее основные компоненты полностью био-

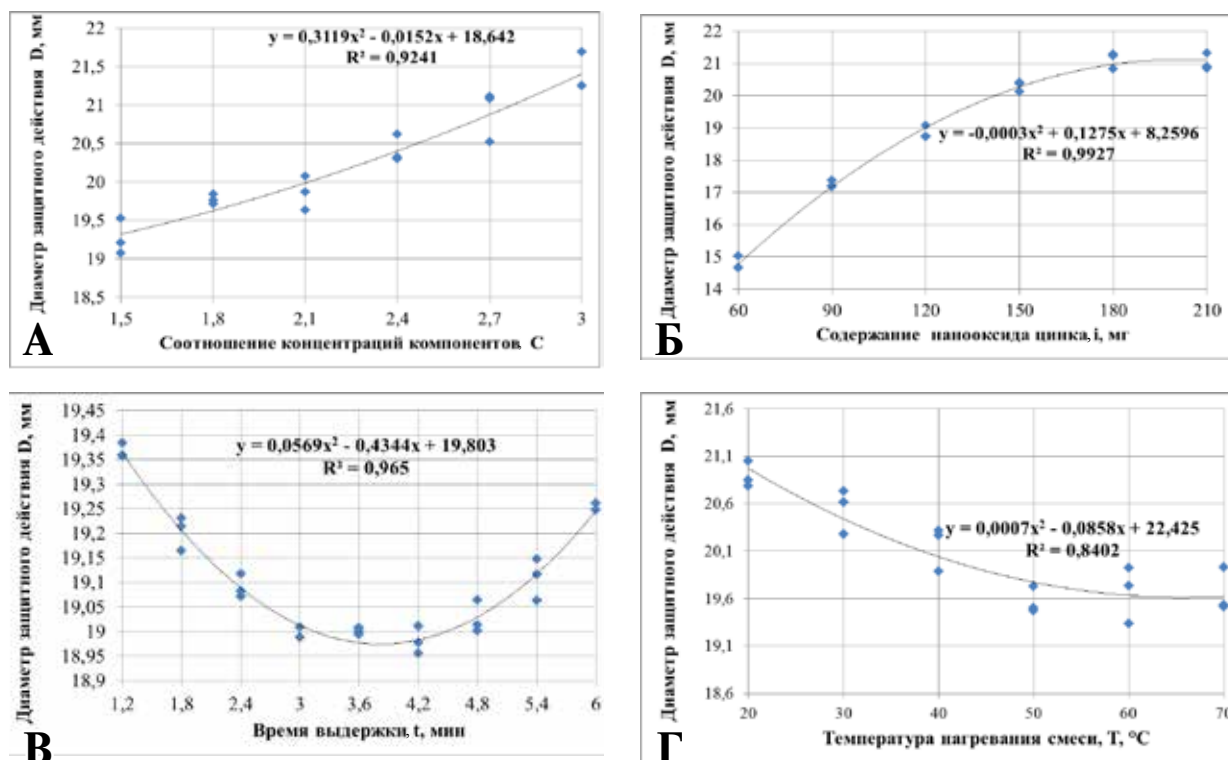


Рис. 4. Зависимость диаметра защитного действия биополимерной пленки от: А – соотношения концентраций компонентов смеси; Б – содержания наноксидов цинка; В – времени выдержки в термостате; Г – температуры нагрева смеси.

разлагаемы в окружающей среде. Лекарственный компонент пленки – наноксид цинка является слаботоксичным, неагрессивным. Предельно допустимая концентрация ZnO в воздухе рабочей зоны – 0,5 мг/м³; в воде водоемов – 1,0 мг/л; в водоемах, используемых для рыбохозяйственных целей – 0,01 мг/л; в почвах – 55,0 мг/кг.

Биополимерные материалы легко подвергаются гидролизу в водной среде с образованием воды и углекислого газа. Период разложения таких биополимерных пленок составляет от 20 дней до 90 дней. Кроме того, исследованиями установлено [14], что при деградации биополимеров, в окружающую среду поступает на 70% меньше углекислого газа, чем при деградации обычных полимерных отходов.

Обсуждение

Анализ графических зависимостей (рис. 1-4), полученных в результате исследований по эластичности, времени деградации, паропроницаемости, измерению диаметра защитного действия разработанных биополимерных пленок показал, что эти показатели зависят от соотношения концентраций компонентов смеси, содержания наноксидов цинка, времени выдержки в термостате, температуры нагрева-

ния смеси. Путем подбора состава смесей и технологических параметров процесса формирования биополимерных пленок можно управлять их лечебными и физико-механическими свойствами, что согласуется с результатами, представленными в других работах [12, 15].

Полученные нами результаты исследования влияния содержания частиц наноксидов цинка на диаметр защитного действия разработанных биополимерных пленок коррелируют с результатами, полученными другими учеными [11].

В дальнейших исследованиях планируется оптимизировать состав и технологические параметры процесса формирования биополимерных пленок для достижения ими максимальных лечебных свойств.

Выводы

1. Эластичность биополимерной пленки растет при увеличении соотношения компонентов смеси. Введение в состав смеси наноксидов цинка в пределах от 160 мг до 180 мг приводит к снижению эластичности до 100% в связи с уплотнением структуры гелеобразной пленки наночастицами. Длительность выдержки смеси при постоянной температуре незначительно влияет на эластичность биополимерной пленки, в тоже

время при повышении температуры нагревания смеси в пределах 50 °С наблюдается максимум эластичности биополимерной пленки – 97,5%. При дальнейшем повышении температуры нагревания эластичность пленки снижается.

2. Время деградации биополимерной пленки увеличивается при увеличении следующих параметров: соотношения концентраций основных компонентов смеси; содержания наноксида цинка; температуры нагревания смеси. С увеличением времени выдержки смеси в термостате до 4,2 мин деградация биополимерной пленки уменьшается, достигая минимума в 45 ч, и в дальнейшем несколько возрастает. Уменьшение времени деградации в первые минуты нагревания связано с переходом желатина из гелеобразной в жидкую форму, а последующий нагрев смеси приводит к увеличению времени деградации пленки вследствие интенсификации процесса кристаллизации поливинилового спирта.

3. Паропроницаемость биополимерной пленки с увеличением соотношения концентраций компонентов в составе смеси понижается, достигая при 2,1 минимума – 434 г/м²·сут, а в дальнейшем показатель паропроницаемости увеличивается. Включение в состав смеси частиц наноксида цинка вызывает увеличение паропроницаемости биополимерной пленки, которая достигает при 135 мг максимума – 415 г/м²·сут. Дальнейшее увеличение содержания частиц наноксида цинка в смеси вызывает уменьшение паропроницаемости в связи с уплотнением структуры гелеобразной пленки. Увеличение как времени выдержки, так и температуры нагрева смеси приводит к уменьшению паропроницаемости за счет интенсификации процесса полимеризации биополимерной пленки.

4. Диаметр защитного действия биополимерной пленки растет как при увеличении соотношения концентраций компонентов смеси, так и при увеличении содержания частиц наноксида цинка. Увеличение времени выдержки смеси при стабильной температуре вызывает снижение диаметра защитного действия биополимерной пленки, который достигает при 3,9 мин минимума – 18,97 мм, а в дальнейшем диаметр защитного действия увеличивается. Повышение температуры нагрева смеси отрицательно влияет на диаметр защитного действия биополимерной пленки, что связано с уплотнением ее структуры.

Финансирование

Работа выполнялась в соответствии с планом научных исследований Ивано-Франковского национального медицинского университета.

Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей лекарственных препаратов авторы не получали.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что конфликт интересов отсутствует.

Этические аспекты

Одобрение комитета по этике

Исследование одобрено этическим комитетом Ивано-Франковского национального медицинского университета.

ЛИТЕРАТУРА

1. Boateng SJ, Matthews HK, Stevens HN, Eccleston MG. Wound healing dressings and drug delivery systems: a review. *J Pharm Sci*. 2008 Aug; 8(97):2892-23. doi: 10.1002 / jps.21210
2. Karakurkchi A, Sakhnenko M, Ved M. Study of the influence of oxidizing parameters on the composition and morphology of Al₂O₃ · CoO_x coatings on AL25. *EEJET*. 2018;2:11-19. doi: 10.15587/1729-4061.2018.128457
3. Gnedenkov SV, Sharkeev YP, Sinebryukhov SL, Sinebryukhov SL, Khrisanova OA, Legostaeva EV, Zavidnaya AG, Puz' AV, Khlusov IA, Opra DP. Functional coatings formed on the titanium and magnesium alloys as implant materials by plasma electrolytic oxidation technology: Fundamental principles and synthesis conditions (Review). *Corros Rev*. 2016 Mar; 34(1-2):65-83. doi: 10.1515/correv-2015-0069
4. Buketov AV, Dolgov NA, Sapronov AA, Nigalatiin VD, Babich V. Mechanical characteristics of epoxy nanocomposite coatings with ultradisperse diamond particles. *Strength Mater*. 2017 May;49(3):464-71. doi: 10.1007/s11223-017-9888-y
5. Ropyak LYa, Shatskyi IP, Makoviichuk MV. Influence of the oxide-layer thickness on the ceramic-aluminium coating resistance to indentation. *Metallofiz. Nov Tekh*. 2017;39(4):517-24. doi: 10.15407/mfint.39.04.0517
6. Shatskyi IP, Ropyak LY, Makoviichuk MV. Strength optimization of a two-layer coating for the particular local loading conditions. *Strength Mater*. 2016 Sep;48(5):726-30. doi:10.1007/s11223-016-9817-5
7. Yasniy O, Vuherer T, Yasniy V, Sobchak A, Sorochak A. Mechanical behaviour of material of thermal power plant steam superheater collector after exploitation.. *Eng Fail Anal*. 2013;27(1):262-71. doi:10.1016/j.engfailanal.2012.06.010
8. Yasniy V, Maruschak P, Yasniy O, Lapusta Y. On thermally induced multiple cracking of a surface: an experimental study. *Int J Fracture*. 2013;181(2): 293-300. doi: 10.1007/s10704-013-9826-3
9. Shats'kyi IP, Makoviichuk MV. Contact interaction of the crack edges in the case of bending of a plate with elastic support. *Mater Sci*. 2003;39(3):371-76. doi:10.1023/B:MASC.0000010742.15838.44
10. Shats'kyi IP. Limiting equilibrium of a plate with partially healed crack. *Mater Sci*. 2015 Nov;51(3):322-30. doi: 10.1007/s11003-015-9845-5
11. Chowdhary K, Rathore SPS. Biopolymers for wound healing. *Res Reinf*. 2015 May-Oct; 2015;3(1):1-8. http://

www.researchreinforcement.com/issue4/1.pdf

12. Torchilin V. Multifunctional and stimuli-sensitive pharmaceutical nanocarriers. *Eur J Pharm Biopharm.* 2009 Mar;71(3):431-44. doi: 10.1016/j.ejpb.2008.09.026
13. Vicentini DS, Smania JrA, Laranjeira MCM. Chitosan polyvinyl alcohol films containing ZnO nanoparticles and plasticizers. *Mater Sci Eng.* 2010;30(1):503-508. doi: 10.1016/j.msec.2009.01.026
14. Volova TG. Degradable polyhydroxyalkanoates of microbial origin as a technical analog of non-degradable polyolefines. *SibFU Journal.* 2015;8(2):131-51. doi: 10.17516/1997-1389-2015-8-2-131-151
15. Попадюк ОЯ. Оценка деградирующих и механических свойств наносодержащих ранозаживляющих полимерных материалов. *Новости Хирургии.* 2017;25(5):454-58. doi:10.18484/2305-0047.2017.5.454

REFERENCES

1. Boateng SJ, Matthews HK, Stevens HN, Eccleston MG. Wound healing dressings and drug delivery systems: a review. *J Pharm Sci.* 2008 Aug, 8(97):2892-23. doi: 10.1002/jps.21210
2. Karakurkchi A, Sakhnenko M, Ved M. Study of the influence of oxidizing parameters on the composition and morphology of $Al_2O_3 \cdot CoO_3$ coatings on AL25 alloy. *EEJET.* 2018;2:11-19. doi: 10.15587/1729-4061.2018.128457
3. Gnedenkov SV, Sharkeev YP, Sinebryukhov SL, Sinebryukhov SL, Khisanfova OA, Legostaeva EV, Zavidnaya AG, Puz' AV, Khlusov IA, Opra DP. Functional coatings formed on the titanium and magnesium alloys as implant materials by plasma electrolytic oxidation technology: Fundamental principles and synthesis conditions (Review). *Corros Rev.* 2016 Mar; 34(1-2):65-83. doi: 10.1515/corrrev-2015-0069
4. Buketov AV, Dolgov NA, Sapronov AA, Nigalatiin VD, Babich V. Mechanical characteristics of epoxy nanocomposite coatings with ultradisperse diamond particles. *Strength Mater.* 2017 May;49(3):464-71. doi: 10.1007/s11223-017-9888-y
5. Ropyak LYa, Shatskyi IP, Makoviichuk MV.

- Influence of the oxide-layer thickness on the ceramic-aluminium coating resistance to indentation. *Metallofiz Nov Tekh.* 2017;39(4):517-24. doi: 10.15407/mfint.39.04.0517
6. Shatskyi IP, Ropyak LY, Makoviichuk MV. Strength optimization of a two-layer coating for the particular local loading conditions. *Strength Mater.* 2016 Sep;48(5):726-30. doi:10.1007/s11223-016-9817-5
7. Yasnii O, Vuherer T, Yasnii V, Sobchak A, Sorochak A. Mechanical behaviour of material of thermal power plant steam superheater collector after exploitation.. *Eng Fail Anal.* 2013;27(1):262-71. doi:10.1016/j.engfailanal.2012.06.010
8. Yasnii V, Maruschak P, Yasnii O, Lapusta Y. On thermally induced multiple cracking of a surface: an experimental study. *Int J Fracture.* 2013;181(2): 293-300. doi: 10.1007/s10704-013-9826-3
9. Shats'kyi IP, Makoviichuk MV. Contact interaction of the crack edges in the case of bending of a plate with elastic support. *Mater Sci.* 2003;39(3):371-76. doi:10.1023/B:MASC.0000010742.15838.44
10. Shats'kyi IP. Limiting equilibrium of a plate with partially healed crack. *Mater Sci.* 2015 Nov;51(3):322-30. doi: 10.1007/s11003-015-9845-5
11. Chowdhary K, Rathore SPS. Biopolymers for wound healing. *Res Reinf.* 2015 May-Oct; 2015;3(1):1-8. <http://www.researchreinforcement.com/issue4/1.pdf>
12. Torchilin V. Multifunctional and stimuli-sensitive pharmaceutical nanocarriers. *Eur J Pharm Biopharm.* 2009 Mar;71(3):431-44. doi: 10.1016/j.ejpb.2008.09.026
13. Vicentini DS, Smania JrA, Laranjeira MCM. Chitosan polyvinyl alcohol films containing ZnO nanoparticles and plasticizers. *Mater Sci Eng.* 2010;30(1):503-508. doi: 10.1016/j.msec.2009.01.026
14. Volova TG. Degradable polyhydroxyalkanoates of microbial origin as a technical analog of non-degradable polyolefines. *SibFU Journal.* 2015;8(2):131-51. doi: 10.17516/1997-1389-2015-8-2-131-151
15. Popadyuk O.Y. Assessment of degradable and mechanical properties of nano-containing wound healing polymer materials. *Novosti Khirurgii.* 2017;25(5):454-58. doi:10.18484/2305-0047.2017.5.454 (Russ.)

Адрес для корреспонденции

76018, Украина,
г. Ивано-Франковск, ул. Галицкая, д. 2,
Ивано-Франковский национальный
медицинский университет,
кафедра общей хирургии,
тел. раб.: +380 34 252-82-32,
e-mail: popadyukoleg@ukr.net,
Попадюк Олег Ярославович

Address for correspondence

76018, Ukraine,
Ivano-Frankivsk, Galickaya Str., 2,
Ivano-Frankivsk National Medical University,
Department of General Surgery.
Tel.: +380 34 252-82-32,
e-mail: popadyukoleg@ukr.net,
Oleg Y. Popadyuk

Сведения об авторах

Попадюк Олег Ярославович, к.м.н., доцент, доцент кафедры общей хирургии, Ивано-Франковский национальный медицинский университет, г. Ивано-Франковск, Украина.
<http://orcid.org/0000-0001-6287-1280>
Малышевская Ольга Степановна, к.т.н., доцент кафедры гигиены и экологии, Ивано-Франковский национальный медицинский университет, г. Ивано-Франковск, Украина.
<http://orcid.org/0000-0003-0180-2112>
Ропяк Любомир Ярославович, к.т.н., доцент, доцент кафедры компьютеризированного машино-

Information about the authors

Popadyuk Oleg Y., PhD., Associate Professor, Associate Professor of the Department of General Surgery, Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine.
<http://orcid.org/0000-0001-6287-1280>
Malyshevska Olga S., PhD., Associate Professor of the Department of Hygiene and Ecology, Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine.
<http://orcid.org/0000-0003-0180-2112>
Ropyak Lubomyr Y., PhD., Associate Professor, Associate Professor of the Department of Computer

строительного производства, Ивано-Франковский национальный технический университет нефти и газа, г. Ивано-Франковск, Украина.

<http://orcid.org/0000-0002-9374-2550>

Витвицкий Василий Степанович, аспирант кафедры механики машин, Ивано-Франковский национальный технический университет нефти и газа, г. Ивано-Франковск, Украина.

<http://orcid.org/0000-0003-3682-1612>

Дроняк Николай Николаевич, к.м.н., доцент, доцент кафедры хирургии и кардиохирургии, Ивано-Франковский национальный медицинский университет, г. Ивано-Франковск, Украина.

<http://orcid.org/0000-0001-7976-0384>

Engineering, Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas, Ivano-Frankivsk, Ukraine.

<http://orcid.org/0000-0002-9374-2550>

Vytvytskyi Vasyl S., Postgraduate Student of the Department of Machine Mechanics, Ivano-Frankivsk National Technical University of Oil and Gas, Ivano-Frankivsk, Ukraine.

<http://orcid.org/0000-0003-3682-1612>

Droniak Mykola M., PhD, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Surgery and Cardiac Surgery, Ivano-Frankivsk National Medical University, Ivano-Frankivsk, Ukraine.

<http://orcid.org/0000-0001-7976-0384>

Информация о статье

Получена 2 августа 2018 года

Принята в печать 21 января 2019 г.

Доступна на сайте 28 февраля 2019 г.

Article history

Arrived 02 August 2018

Accepted for publication 21 January 2019

Available online 28 February 2019